

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 05228856
PUBLICATION DATE : 07-09-93

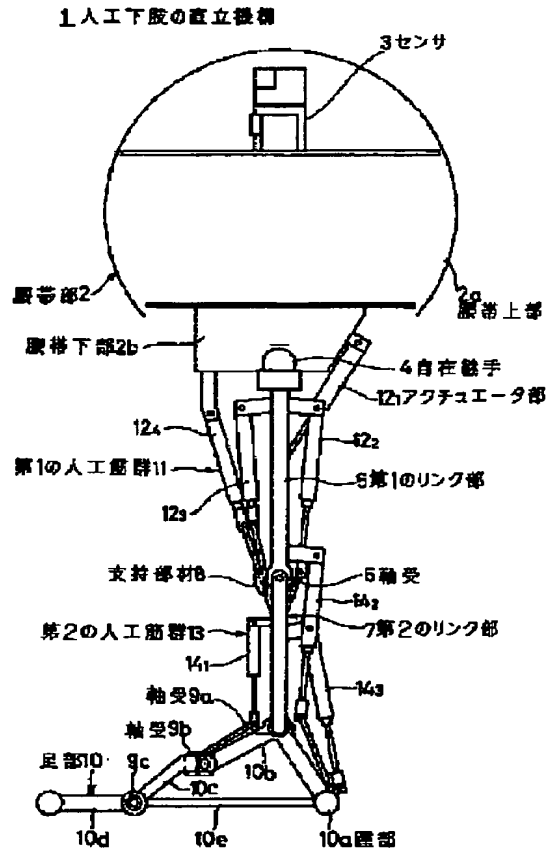
APPLICATION DATE : 14-02-92
APPLICATION NUMBER : 04028299

APPLICANT : FUJITSU LTD;

INVENTOR : TABATA FUMIO;

INT.CL. : B25J 5/00 B25J 13/08 B25J 19/00

TITLE : UPRIGHT MECHANISM OF ARTIFICIAL LEGS



ABSTRACT : PURPOSE: To perform upright control over an upright mechanism for artificial legs in a biped walking robot so easily and operate it in a smooth manner.

CONSTITUTION: A first link part 7 is connected to a girdle lower part 2b free of rotation, and a second link part 7 is connected to the first link part 5 free of rotation likewise by a bearing 6. In succession, the first link part 5 is rotated by a first artificial muscle group 11 and the second link part 7 is rotated by a second artificial muscle group 13. In this case, both these first and second artificial muscle groups 11 and 13 are driven by means of the learning of a neural network through a tilt by a sensor 3, thereby controlling them into a specified operating state.

COPYRIGHT: (C)1993,JPO&Japio

THIS PAGE BLANK (USPTO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-228856

(43) 公開日 平成5年(1993)9月7日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
B 2 5 J 5/00	E	9147-3F		
	C	9147-3F		
13/08	Z	7331-3F		
19/00	A	9147-3F		

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平4-28299

(22) 出願日 平成4年(1992)2月14日

(71) 出願人 000005223

富士通株式会社

神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地

(72) 発明者 鎌田 徹

神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地

富士通株式会社内

(72) 発明者 関口 英紀

神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地

富士通株式会社内

(72) 発明者 阪田 裕司

神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地

富士通株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

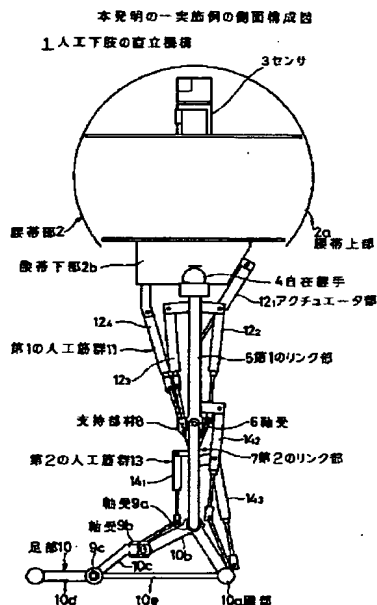
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工下肢の直立機構

(57) 【要約】

【目的】 本発明は2足歩行ロボットにおける人工下肢の直立機構に関し、簡易に直立制御を行い、円滑に動作させることを目的とする。

【構成】 腰帯下部2bに第1のリンク部5が回動自在に連結され、該第1のリンク部5に第2のリンク部7が軸受6により回動自在に連結される。そして、第1のリンク部5が第1の人工筋群11により回動され、第2のリンク部7が第2の人工筋群13により回動される。この場合、第1及び第2の人工筋群11、13はセンサ3による傾斜でニューラルネットワーク(91)の学習により駆動して所定の動作状態に制御する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 傾斜を検出するセンサ(3)が設けられた腰部部(2)と、

該腰部部(2)と回動可能に連結される第1のリンク部(5)と、

該第1のリンク部(5)と関節機構(6)により回動可能に連結される第2のリンク部(7)と、

該第2のリンク部(7)と回動可能に連結される足部(10)と、

該第1のリンク部(5)を回動させる第1の人工筋群(11)と、

該第2のリンク部(7)を回動させる第2の人工筋群(13)と、

前記センサ(3)により、該第1及び第2の人工筋群(11、13)を駆動して、所定の動作状態に制御する制御手段(91)と、

を組で有することを特徴とする人工下肢の直立機構。

【請求項2】 前記第1及び第2の人工筋群(11、13)のそれぞれを、ロッド(22)の位置検出を行う検出部(26)が設けられたシリンダ(23)、及び駆動制御する処理手段(27)で形成することを特徴とする請求項1記載の人工下肢の直立機構。

【請求項3】 前記腰部部(2)と前記第1のリンク部(5)との間に、自在継手(4)を介在させることを特徴とする請求項1又は2記載の人工下肢の直立機構。

【請求項4】 前記関節機構(6)に、前記第1及び第2のリンク部(5、7)、その他部材(11、13)間の干渉を防止する支持部材(8)を設けることを特徴とする請求項1乃至3記載の人工下肢の直立機構。

【請求項5】 前記足部(10)に、該足部(10)の長手方向に対して所定角度の軸回り動作を行う回転部(9b)を設けることを特徴とする請求項1乃至4記載の人工下肢の直立機構。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、2足歩行ロボットにおける人工下肢の直立機構に関する。

【0002】 近年、2足歩行ロボットの研究が活発に行われており、急激に発達しつつある。この研究は主に人間的な歩行をいかに実現するかであり、簡易な制御で円滑な動作を行わせることが求められている。

【0003】

【従来の技術】 本来、生体の下肢の自由度は、片肢で6自由度以上有り、両肢で12自由度以上存在する。すなわち、この自由度数で外乱に対抗するための股間隔を調整したり、傾斜地でも立てたり、障害物を避ける等の柔軟性を有する移動機構を実現している。

【0004】 これを2足歩行ロボットの2足歩行の基本動作とすると、生体の2足歩行モデルを多リンク機構とみなして運動方程式をたてることが一般的に行われてい

る。

【0005】 運動方程式は、一般にラグランジュの方法によりたてられ、制御対象の運動方程式から状態方程式を導き、各状態変数のフィードバックゲインを計算して各アクチュエータへの操作量を得るものである。

【0006】 このような制御方法は、運動方程式での記述を容易にする目的で、機構の自由度を縮小し、制御対象の簡素化を図る傾向にある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、12自由度以上にリンク機構が増加すると、制御対象が複雑となり、運動方程式を正確に記述することが困難になり、たてた運動方程式の解析も困難になるという問題がある。

【0008】 また、制御対象のリンク機構の簡素化を図ると、円滑な動作を行わせることができないという問題がある。

【0009】 そこで、本発明は上記課題に鑑みなされたもので、簡易に直立制御を行い、円滑な動作を図る人工下肢の直立機構を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】 上記課題は、傾斜を検出するセンサが設けられた腰部部と、該腰部部と回動可能に連結される第1のリンク部と、該第1のリンク部と関節機構により回動可能に連結される第2のリンク部と、該第2のリンク部と回動可能に連結される足部と、該第1のリンク部を回動させる第1の人工筋群と、該第2のリンク部を回動させる第2の人工筋群と、前記センサにより、該第1及び第2の人工筋群を駆動して、所定の動作状態に制御する制御手段と、を組で有する構成にすることで解決される。

【0011】

【作用】 上述のように、腰部部に第1のリンク部が回動自在に連結され、該第1のリンク部に第2のリンク部が関節機構により回動自在に連結される。そして、第1のリンク部が第1の人工筋群により回動され、第2のリンク部が第2の人工筋群により回動される。この場合、第1及び第2の人工筋群は制御手段がセンサによる傾斜に基づいて駆動して所定の動作状態に制御する。

【0012】 これにより、自由度を増加させて多自由度を有する人工下肢の複雑な制御対象を、運動方程式を記述する必要がなく、簡易に直立制御させることが可能となる。また、第1のリンク部が腰部部に対して回動自在であることから、動作を円滑にすることが可能となる。

【0013】

【実施例】 図1に、本発明の一実施例の側面構成図を示し、図2に、図1の背面構成図を示す。

【0014】 図1及び図2の人工下肢の直立機構1において、腰部部2は、傾斜を検出するセンサ3が備えられた腰帶上部2aと、解剖学上の腸骨に相当する腰帶下部2bより構成される。

【0015】腰部部2の腰部下部2bには、左右一組（以下同じ）で、股関節に相当する自在継手4（3自由度）を介して、大腿骨に相当する第1のリンク部5が回動可能に連結される。

【0016】第1のリンク部5には、膝関節に相当する関節機構である軸受6（1自由度）を介して、第2のリンク部7が回動可能に連結される。第2のリンク部7は、脛骨に相当する部材7aと腓骨に相当する部材7bにより構成される（図2参照）。なお、軸受6には、膝蓋骨に相当する支持部材8が取着される。

【0017】第2のリンク部7には、上足関節に相当する軸受9a（1自由度）を介して足部10が回動可能に連結される。足部10は、下足関節に相当する軸受9b（1自由度）、及び中足指節関節に相当する軸受9cを有しており、詳述は図4において行う。

【0018】また、第1のリンク部5は、第1の人工筋群11により回動されるもので、第1の人工筋群11は複数のアクチュエータ部12（図5において説明する）により構成される。第1の人工筋群11のうち、大殿筋に相当するアクチュエータ部12₁は腰部下部2bの後方部分と第1のリンク部5との間で結合される。大腿二頭筋に相当するアクチュエータ部12₂は第1のリンク部5の上方と第2のリンク部7の部材7a上方との間で結合される。

【0019】第1の人工筋群11のうち、第1のリンク部5の前方には大腿四頭筋に相当するアクチュエータ部12₃、12₄が配置される。外側広筋に相当するアクチュエータ部12₅は第1のリンク部5の上方と第2のリンク部7の部材7aとの間で結合され、内側広筋に相当するアクチュエータ部12₆は腰部下部2bと第2のリンク部7の部材7bとの間で結合される。

【0020】一方、第2のリンク部7は第2の人工筋群13により回動されるもので、前述と同様に図5で説明する複数のアクチュエータ部14により構成される。第2の人工筋群13のうち、前脛骨筋に相当するアクチュエータ部14₁は第2のリンク部7の部材7aと足部10の軸受9bとの間で結合される。腓腹筋に相当するアクチュエータ部14₂は第1のリンク部5の下方と足部10の踵部10aとの間で連結される。そして、ヒラメ筋に相当するアクチュエータ部14₃は第2のリンク部7の部材7bと足部10の踵部10aとの間で連結される。

【0021】また、制御手段（図9において説明する）が腰部部2内等に備えられ、第1及び第2の人工筋群11、13を駆動して、所定の動作状態に制御する。

【0022】ここで、図3に、図1の支持部材の拡大図を示す。図3において、軸受6に取着される支持部材8は、一角が円弧形状のブロック部材であり、2本の溝8a、8bが形成される。溝8aには、例えばアクチュエータ部12₃のロッド先端に取着されたベルト15aが

位置され、溝8bにはアクチュエータ部12₄のロッド先端（図に表われず）に取着されたベルト15bが位置される。

【0023】これにより、第1及び第2の人工筋群11、13や他の部材（軸受6等）との干渉を防ぎ、摩擦を低減することができる。

【0024】次に、図4に、図1の底面構成図を示す。図4において、足部10は、第2のリンク部7と軸受9aにより足根骨に相当する回動部材10bが連結され、一端が踵部10aを構成する。回動部材10bの他端には、足部10の長手方向に対して45度で軸回り動作を行う回転部である軸受9bを介して、中足骨に相当するリンク部材10cが連結される。また、リンク部材10cは軸受9cを介して基節骨に相当する足端部材10dが連結される。なお、10eは、踵部10aと足端部材10dを連結する結合部材である。

【0025】この足部10の下足関節に相当する軸受9bは、足部10の外側や内側で立てるようにするためのもので、安定した直立又は歩行を実現することができる。

【0026】このような直立機構1における直立方式は、まず、第1の人工筋群11のアクチュエータ部12₃、12₄や第2の人工筋群13のアクチュエータ部14₁等の伸張反射（後述する）により基本的な力（パワー）を得る。その上で、自在継手4回りや軸受9b回りの姿勢制御を、それぞれ、第1の人工筋群11のアクチュエータ部12₁や第2の人工筋群13のアクチュエータ部14₂、14₃で行う。この場合のアクチュエータ部12₁、14₂、14₃等の出力は制御手段であるニューラルネットワークで求めるものである（図9において説明する）。

【0027】この場合、股関節に相当する部分に自在継手4を使用することにより、股関節の調整や、障害物の回避にも柔軟で円滑な動作を行わせることができる。

【0028】続いて、図5～図8に、人工筋としてのアクチュエータ部の説明、及びこれらに生体に当てはめたときの神経支配の説明を示す。

【0029】図5に、図1における人工筋（アクチュエータ部）の構成図を示す。

【0030】図5は、人工筋を構成するアクチュエータ部を示したもので、図5（A）は弛緩時、図5（B）は収縮時のものである。

【0031】図5において、人工筋であるアクチュエータ部12、14は、大別して、ロッド22を空気圧により伸張移動させるシリンダ23、該ロッド22に先端で結合部材24により結合された位置検出ロッド25を移動させてロッド22の位置検出を行う位置検出部であるポテンシオメータ26、及び処理手段27により構成される。

【0032】ロッド22の先端には、係合部材28が形

成され、駆動対象29aの係合部30（前述のベルト15a, 15bを含む）と固定される。また、シリンダ23の後部に係合部材31が形成され、駆動対象29bの係合部32と固定される。

【0033】また、シリンダ23には、吸排気口33a, 33bが形成されており、吸排気口33aに空気配管34が接続される。空気配管34は、電圧と空気圧を変換する変換器35を介在させる。

【0034】一方、シリンダ23とポテンシオメータ26のケースは、処理手段27を内包して結合部材36により一体化している。

【0035】変換器35は処理手段27により制御されて電圧値に応じてエアの供給や排気eを行うもので、また電源Eが変換器35及び処理手段27に供給される。処理手段27には、外部装置のコンピュータからの指令信号 r_1 (r_2)、変位信号 X_1 , X_2 を入力し、変位信号 X_1 及び圧力信号Pを出力する（後述する）。

【0036】このように、アクチュエータ部12, 14は、変換器35によりシリンダ23にエアが供給されるとロッド22が伸びて弛緩状態となり（図5（A））、エアが排気されてロッド22が収縮状態になる（図5（B））。

【0037】また、図6に、図5のアクチュエータ部の制御ブロック図を示す。図6において、まず、外部装置であるコンピュータ43からのシリンダ(C_1)23Aの空気圧駆動量 R_1 に、アクチュエータ部12, 14からのロッド22の位置検出量 X_1 がポテンシオメータ(P_1)26より負帰還されて、加算器44より偏差信号 r_1 をアクチュエータ部12, 14の加算器45に送出する。

【0038】アクチュエータ部12, 14の加算器45の出力（電圧）は、変換器35を駆動するゲイン $G_{v/f}$ の増幅器48により空気圧に変換され、シリンダ(C_1)23Aを制御駆動する。シリンダ(C_1)23Aのロッド22の位置がポテンシオメータ26により検出され、この位置検出量が前記コンピュータ43の空気圧駆動量 R_1 にフィードバックされると共に、ゲイン G_{s1} の増幅器46を介して加算器45に正帰還される。なお、増幅器46のゲイン G_{s1} は、コンピュータ43からの指令値 r_2 により適宜可変される。

【0039】一方、拮抗するアクチュエータ部12, 14（例えばアクチュエータ部12に拮抗するアクチュエータ部12）におけるシリンダ(C_2)23bによるロッド(22b)の位置がポテンシオメータ26bにより検出され、ゲイン G_{s2} の増幅器47を介して加算器45に負帰還される。これら加算器45、増幅器46～48により処理手段27を構成する。

【0040】すなわち、処理手段は、ロッド(22a)の変位量 X_1 を帰還させて伸張反射制御を行い、ロッド(22a)の変位量 X_2 を負帰還させて相互性神経支配

を行う（後述する）。

【0041】そこで、アクチュエータ部21a, 21bにおける人工筋を人体の神経支配系にあてはめることができる。

【0042】図7に、筋系の神経支配を説明するための図を示す。図7において、筋収縮の指令信号は中枢51から下り、脊髓52の前角から出た α 運動ニューロン53 (α -motor neuron, 以下 α -MNと略す)を通り筋54a, 54bに伝達される。 α -MN53を通る指令信号は、中枢51からの指令、腱紡錘55aからの出力、及び腱紡錘56aからの出力の信号に基づいて生成される。

【0043】腱紡錘55aは、生理学上は筋繊維と腱の連結部近くに位置する運動感覚受容器であり、図7においては、腱紡錘55aは筋54a（筋54bは省略する）に直列に配置され、筋54aの張力を検出し、その出力は脊髓52の後角から入る求心性神経57（I b繊維）を通り中枢52に上げられる。

【0044】また、筋紡錘56a, 56bは筋54a, 54bに並列に配置され、筋の長さがある閾値を越えると、その出力は脊髓52の後角から入る求心性神経58（I a繊維）を通る。その後、I a繊維（58）の信号は脊髓52内で、 α -MN53と単シナプス性の結合をする（短い潜時の反射系）。また、上位中枢51を經由し α -MN53に至るものと脊髓52内で多くのシナプス59を經由し α -MN53に至るものが統合される（長い潜時の反射系）。ただし、中枢51からの γ 運動ニューロンにより、筋紡錘56aの感度は可変である。

【0045】拮抗する筋54bの筋紡錘56bから出たI a繊維（60）は、筋54aの α -MN53と抑制性シナプス61を介して接続している。従って、筋54aの伸張反射（伸張に対する同一筋の収縮反射）時には拮抗する筋54bの収縮は抑制され弛緩することになる。逆に、拮抗する筋54bの興奮収縮時には筋54aは弛緩する。これを相反性神経支配という。なお、図中62～64は興奮性シナプスである。

【0046】この図7の筋系の神経支配を、図6と対比すると、中枢51がコンピュータ43であり、以下、脊髓52が処理手段27、 α -MN53が加算器45、筋54a, 54bがシリンダ23a, 23b、筋紡錘56a, 56bがポテンシオメータ26a, 26b、シナプス59がコンピュータ43内の加算器44に相当する。

【0047】そこで、図6に戻って説明するに、筋（シリンダ23a）の変位の制御は、ポテンシオメータ26aの出力である変位 X_1 と、電圧・空気圧の変換器35の出力である空気圧を、指令値 R_1 （加算器44）に、フィードバックすることで行う。

【0048】また、伸張反射については、ポテンシオメータ26aの出力である変位 X_1 を、固定の伝達関数 G_{s1} の増幅器46により演算変換し、偏差信号 r_1 に加算

7

する。ただし、変位 X_1 は指令値 r_1 で減算される。

【0049】さらに、相反性神経支配については、拮抗するシリンダ23aのポテンシオメータ26aの出力である変位 X_2 を、固定の伝達関数 G_{11} の増幅器47により演算変換し、偏差信号 r_1 から減算することで実現する。

【0050】次に、図8に、図6の一適用例の構成図を示す。図8において、アクチュエータ部12、14に内包される処理手段27は、コンピュータ43より偏差信号 r_1 がD/Aコンバータ71、抵抗72を介して加算器45の反転入力端子に入力される。加算器45の非反転入力端子は接地され、出力端子と反転入力端子間には抵抗73が接続される。

【0051】一方、拮抗するアクチュエータ部のポテンシオメータからの変位量 X_1 の信号が抵抗74を介してゲイン G_{11} の増幅器47の反転入力端子に入力され、その出力（負の信号）が抵抗75を介して加算器45の反転入力端子で減算される。この増幅器47の非反転入力端子は接地されると共に、出力端子と反転入力端子間に抵抗76が接続される。

【0052】また、加算器45の出力は抵抗77を介してゲイン $G_{v/r}$ の増幅器48の反転入力端子に入力され、この出力信号により変換器35を駆動制御する。なお、増幅器48の出力端子と反転入力端子間には抵抗78が接続される。

【0053】ポテンシオメータ26からの変位量 X_1 の信号は、抵抗79を介してゲイン G_{11} の増幅器46の反転入力端子に入力されると共に、A/Dコンバータ80を介してコンピュータ43に入力される。増幅器46の非反転入力端子は抵抗81を介して接地されると共に、コンピュータ43よりゲインコントロール信号 r_2 がD/Aコンバータ82、抵抗83を介して入力される。

【0054】また、増幅器46の出力は、抵抗84を介して加算器45の出力に加算される。なお、増幅器46の出力端子と反転入力端子間には抵抗85が接続される。

【0055】このようなアクチュエータ部21aは、シリンダ23aにおけるロッド22の変位の制御は、ポテンシオメータ26aの出力である変位量 X_1 を、A/Dコンバータ80を通してコンピュータ43に取り込み、指令値(R_1)に、フィードバックすることで行う。 *

$$\Delta W(t) = \{ -(\varepsilon/P) (\partial E(t)/\partial W(t)) + \alpha \cdot \Delta W(t-1) \}$$

... (1)

ここで、 $E(t)$ は時刻 t における総てのパターンの誤差、 ε 及び α は定数、 P は学習パターン数である。 ε を大きくすると重みの変化が大きくなり、学習速度は速くなるが、あまり大きくすると収束しなくなる。また、 α は学習の際の振動を止める働きをする。本実施例では、 ε を入力層で20.0、中間層で2.0とし、 α を入力層、中間層共に0.8とする。

8

*【0056】伸張反射については、ポテンシオメータ26aの出力である変位量 X_1 を、処理手段27内の増幅器46で増幅し、増幅器48で偏差信号 r_1 に加算する。ただし、増幅器46への入力、変位量 X_1 とゲインコントロール信号 r_2 との差である。

【0057】相反性神経支配については、拮抗するシリンダ(23a)の出力である変位量 X_2 を、処理手段27内の増幅器47で増幅した後、加算器45で偏差信号 r_1 から減算するものである。

【0058】なお、上記実施例は、一方のアクチュエータ部を制御する場合を示しているが、拮抗する他方のアクチュエータ部を制御する場合においても同様の構成で行われるものである。

【0059】次に、図9に、図1における直立動作を説明するための図を示す。図1の直立機構1における直立動作を、制御手段である階層型のニューラルネットワーク91における学習により行わせるものである。

【0060】そこで、図9(A)は、センサ3からの傾斜信号をA/D変換してパターン化したものであり、図中、矢印の向きが傾斜方向を、矢印の大きさが傾斜量を示している。図9(B)は、図9(A)の出力値を各入力層ユニットのユニット値として表わしたグラフである。

【0061】図9(C)は、ニューラルネットワーク91の学習の様子を示したものである。ユニット数は、入力層を8、中間層を10、出力層を4として、出力層からの出力信号がD/A変換器92を介して所定のアクチュエータ部を駆動する。また、誤差許容値を0.05とする。

【0062】このニューラルネットワーク91は、ネットワークの出力値と教師信号との誤差を計算して、その誤差結果のフィードバックによりユニット間の結合の重みを、誤差が小さくなる（所定の値に収まる）ように自動調節するものである。このフィードバックによって、誤差が出力層側から入力層側へと後向きにさかのぼるため、バックプロパゲーション（逆伝播）とよばれている。

【0063】すなわち、誤差を可能な限り小さくするように重 W を変化(ΔW)させるもので、次式に従って行われる。

*【0064】

【0065】また、(1)式における $(\partial E(+)/\partial W(t))$ は誤差曲面上での傾きであり、この傾きに比例させて重みを変化させることで誤差を減少させるものである。

【0066】上述のような直立機構1において、直立姿勢を保持する場合、まず、アクチュエータ部12a、12b、4アクチュエータ部14a等の伸筋の伸張反射によ

り基本的な力（パワー）を得る。すなわち、第1のリンク部5と第2のリンク部7が一直線になるように伝達関数 G_{s1} と指令値 r_1 （図6参照）を調整し、伸張反射のゲインを決定する。

【0067】そして、自在継手4回りや軸受9a回りの姿勢制御を図9に示すニューラルネットワーク91を使用した自己学習で行う。

【0068】まず、センサ3の出力値をニューラルネットワーク91の入力パターンとし、傾斜方向と度合いから入力パターンを作成する（図9（A）、（B））。そして、図9（C）において、アクチュエータ部12₁やアクチュエータ部14₂、14₃の出力を決定するパラメータの一つをニューラルネットワーク91の出力値 $\Delta W(t)$ とする。

$$F = \Delta W(t) \cdot K(L_0 - L_1)$$

ここで、 $\Delta W(t)$ は0～1、Kは定数、 L_0 は筋力の目標値、 L_1 は筋（アクチュエータ部）の現在長である。

【0072】この場合、アクチュエータ12₁、14₁を各処理手段27により伸張反射制御を行うものである。

【0073】上記実施例のように、多自由度を有する人工下肢等の複雑な制御対象の制御系を、運動方程式で記述する必要がなく、簡易に直立制御を行うことができる。

【0074】また、股関節に相当する部分に、自在継手4を使用することにより、股間隔の調整ができ、障害物の回避にも柔軟で円滑な動作が可能となる。さらに、膝関節に、膝蓋骨に相当する軸受9aを設け、骨に相当する第1及び第2のリンク部5、7と各アクチュエータ部との干渉を防ぎ、摩擦を低減することができる。また、下足関節に相当する軸受9bが、足部10の長手方向に対して45度の軸回りに動作することによって、足部10の外側や内側で立つことができ、傾斜面で立つ場合に有効となる。

【0075】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、腰帯部、第1及び第2のリンク部間をそれぞれ回動可能に連結させ、第1及び第2のリンク部を第1及び第2の人工筋群により回動させ、該第1及び第2の人工筋群を制御手段等により制御することにより、簡易に直立制御を行うこ

*【0069】続いて、該出力値 $\Delta W(t)$ にランダムノイズを加え、センサ3の出力値が水平方向に戻る入出力パターンだけをニューラルネットワークの学習パターンとして登録し、上述のバックプロパゲーション法により学習を行う。

【0070】そして、人工下肢の姿勢を水平にする方向で、自在継手4や軸受9aの角度を決めるアクチュエータ部12₁やアクチュエータ部14₂、14₃の出力Fが決定される。この出力Fは、(1)式で求められるニューラルネットワーク91の出力値 $\Delta W(t)$ に基づいて、(2)式により各アクチュエータ部の処理手段27が求められる。

【0071】

… (2)

とができると共に、柔軟で円滑な動作をさせることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の側面構成図である。

【図2】図1の背面構成図である。

【図3】図1の支持部材の拡大図である。

【図4】図1の底面構成図である。

【図5】図1における人工筋の構成図である。

【図6】図5の制御ブロック図である。

【図7】筋系の神経支配を説明するための図である。

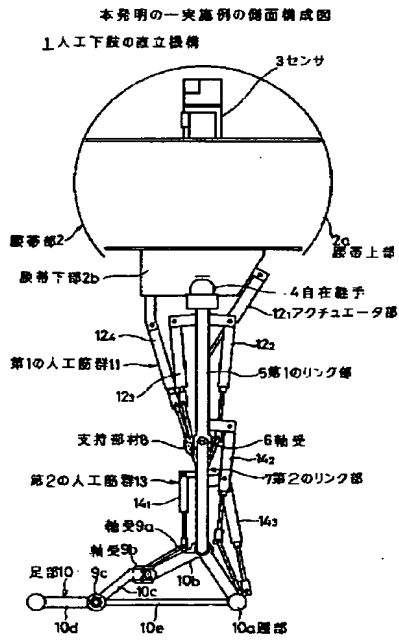
【図8】図6の一適用例の構成図である。

【図9】図1における直立動作を説明するための図である。

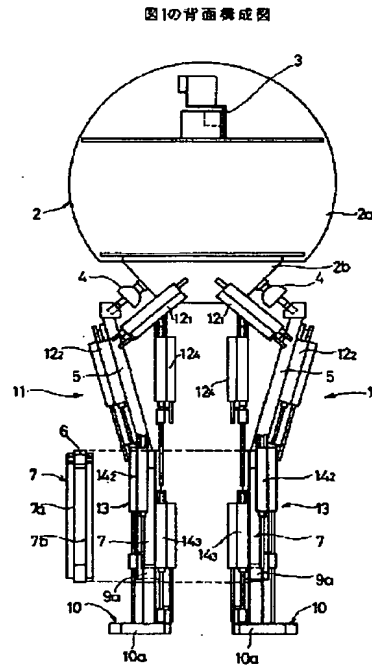
【符号の説明】

- 1 人工下肢の直立機構
- 2 腰帯部
- 3 センサ
- 4 自在継手
- 5 第1のリンク部
- 6, 9a, 9b 軸受
- 7 第2のリンク部
- 8 支持部材
- 10 足部
- 11 第1の人工筋群
- 12, 14 アクチュエータ部
- 13 第2の人工筋群

【図1】

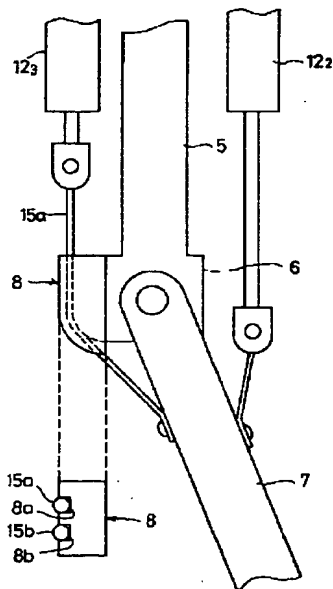


【図2】



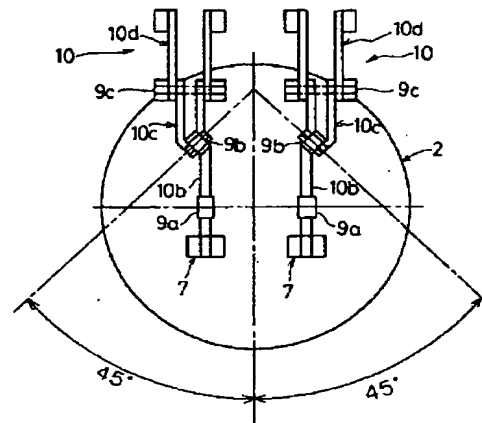
【図3】

図1の支持部材の拡大図



【図4】

図1の底面構成図

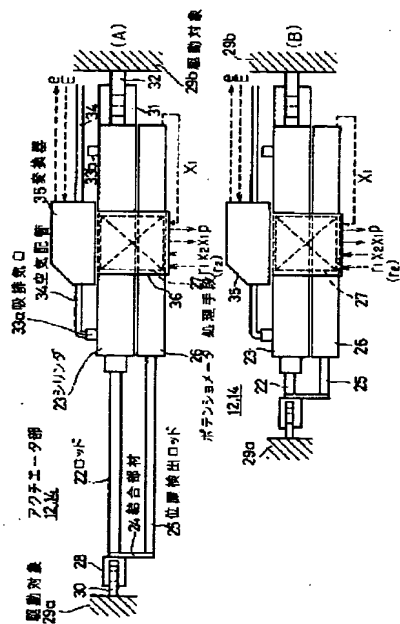


(8)

特開平5-228856

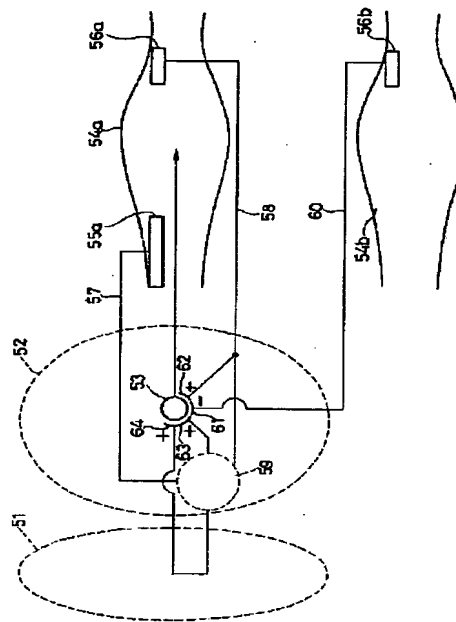
【図5】

図1における人工筋の構成図



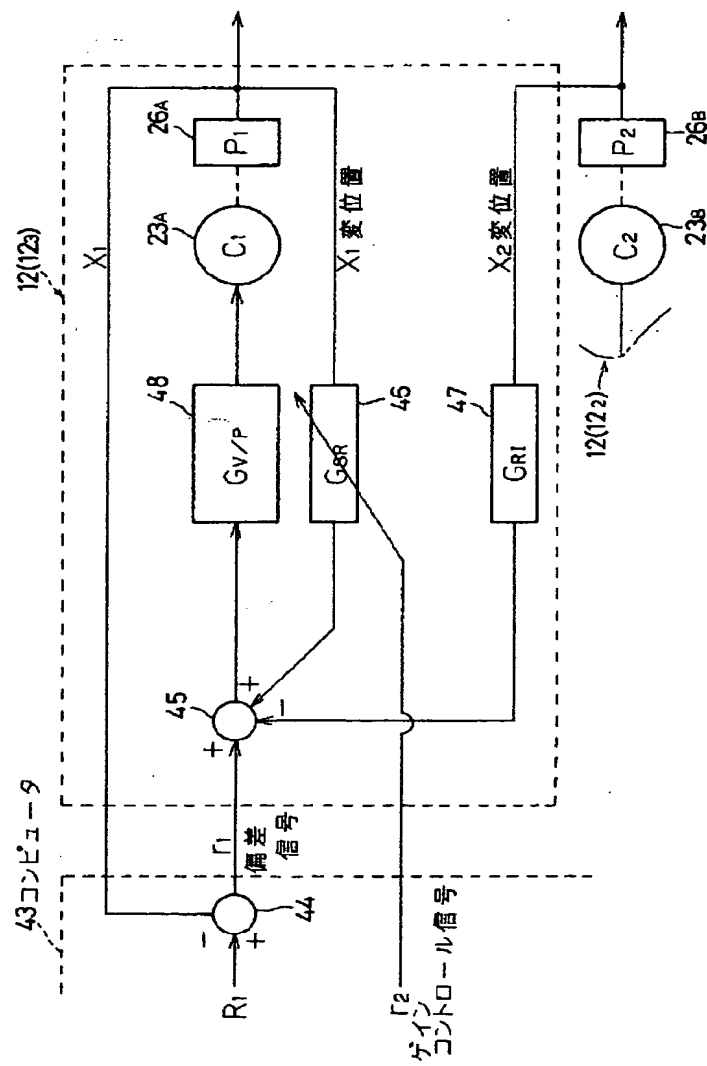
【図7】

筋系の神経支配を説明するための図



【図6】

図5の制御ブロック図

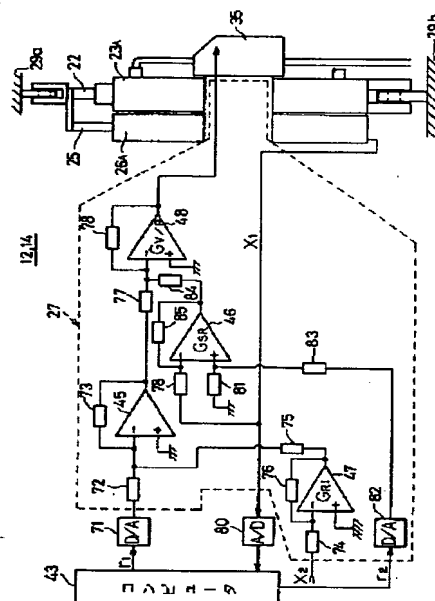


(10)

特開平5-228856

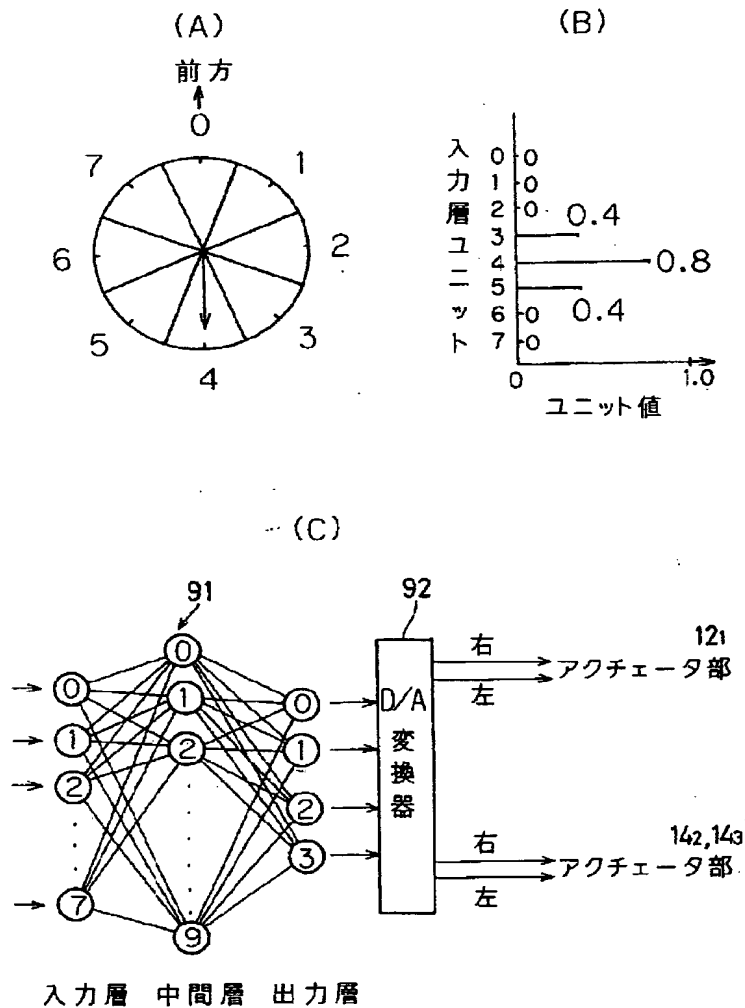
【図8】

図6の一適用例の構成図



【図9】

図1における直立動作を説明するための図



フロントページの続き

(72)発明者 田畑 文夫
 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地
 富士通株式会社内

THIS PAGE BLANK (USPTO)